

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 2000-000232
 (43) Date of publication of application : 07.01.2000

(51) Int.Cl. A61B 5/16
 A61B 5/0488

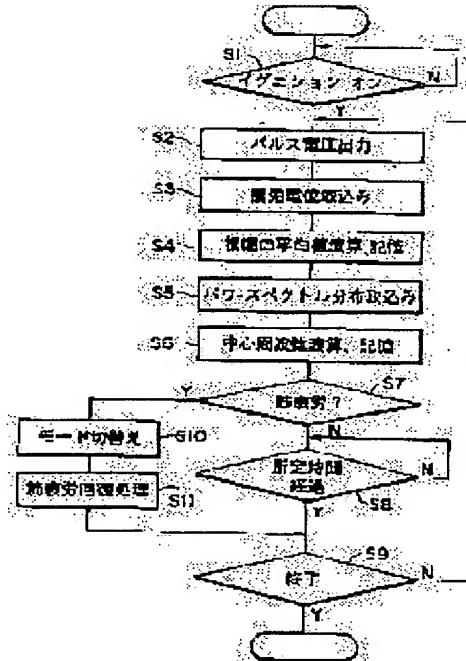
(21) Application number : 10-166971 (71) Applicant : TOYOTA CENTRAL RES & DEV LAB INC

(22) Date of filing : 15.06.1998 (72) Inventor : NAKAJIMA ATSUSHI
 INAGAKI MASARU

(54) MUSCULAR FATIGUE JUDGEMENT DEVICE

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately judge muscular fatigue in a healthy living body.
SOLUTION: A pulse voltage is added to a driver from an electric stimulation electrode in S2 and an induced myogenic potential induced by applying the pulse voltage is detected by an electromyograph. A computer computes the average value of the amplitude of the induced myogenic potential in S4 and stores it in a memory as an initial value. The power spectrum distribution of the induced myogenic potential is obtained in a frequency analyzer and the computer computes the center frequency of the power spectrum distribution in S5 and stores it in the memory as the initial value. In the case that the average value of the amplitude computed at every prescribed interval of time becomes lower than the initial value by more than 10% and the center frequency computed at every prescribed interval of time becomes lower than the initial value by more than 5 Hz, it is judged as the muscular fatigue.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C) 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-232

(P2000-232A)

(43) 公開日 平成12年1月7日(2000.1.7)

(51) Int.Cl. A 61 B 5/16 5/0488	識別記号 3 0 0	F I A 61 B 5/16 5/04	テマコード*(参考) 3 0 0 B 4 C 0 2 7 3 3 0 4 C 0 3 8
--	---------------	-------------------------------	--

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全5頁)

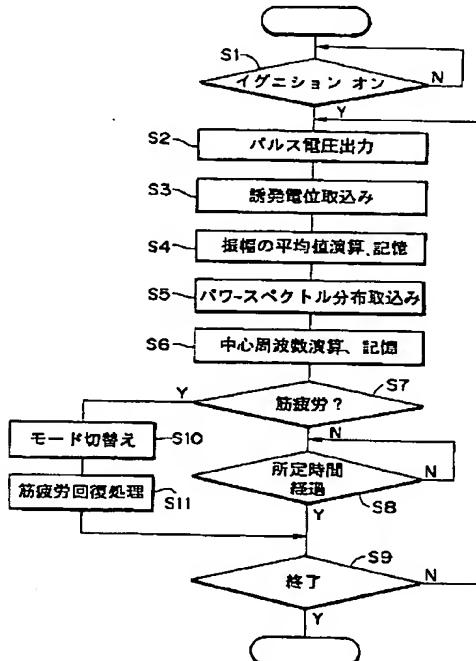
(21) 出願番号 特願平10-166971	(71) 出願人 000003609 株式会社豊田中央研究所 愛知県愛知郡長久手町大字長湫字横道41番地の1
(22) 出願日 平成10年6月15日(1998.6.15)	(72) 発明者 中嶋 敏史 愛知県愛知郡長久手町大字長湫字横道41番地の1 株式会社豊田中央研究所内
	(72) 発明者 稲垣 大 愛知県愛知郡長久手町大字長湫字横道41番地の1 株式会社豊田中央研究所内
	(74) 代理人 100079049 弁理士 中島 淳 (外1名)
	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 筋肉疲労判定装置

(57) 【要約】

【課題】 健康な生体における筋肉疲労を正確に判定する。

【解決手段】 S2で電気刺激電極12からパルス電圧を運転者に加え、筋電計22によってパルス電圧の印加に伴って誘発される誘発筋電位を検出する。計算機26は、S4で誘発筋電位の振幅の平均値を演算し、初期値としてメモリ28に記憶する。周波数解析装置24では、誘発筋電位のパワースペクトル分布を求め、計算機26はS5でパワースペクトル分布の中心周波数を演算し、初期値としてメモリ28に記憶する。所定時間毎に演算される振幅の平均値が初期値より10%以上低下し、かつ所定時間毎に演算される中心周波数が初期値より5Hz以上低下した場合に、筋肉疲労と判断する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】生体の筋肉に電気刺激を与える刺激付与手段と、前記生体の筋肉に与えられた電気刺激に対する反応として筋電位を計測する計測手段と、運動前の生体の筋肉に与えられた電気刺激に対する筋電位と運動後の生体の筋肉に与えられた電気刺激に対する筋電位とを比較して、筋肉疲労を判定する判定手段と、を含む筋肉疲労判定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、筋肉疲労判定装置に係り、特に、正確に筋肉疲労を判定することができる筋肉疲労判定装置に関する。

【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】特開平5-38307号公報には、乗員の運転操作時に発生する筋電位ピーク値の振幅が所定値以上減少すると、疲労していると判断してシート内の空気マットの圧力を変化させる技術が記載されている。この技術では、アクセル操作の遅れ、肩や腰から検出した筋電図波形から得られる筋電位ピーク値の減少に基づいて運転者の疲労を検出している。

【0003】しかしながら、筋電図波形は筋肉を収縮させて得られる生体信号であるので、筋電図波形を得るために一定の運動を行なう必要がある。一方、車両運転時では運転条件により運動量が変化するため一定の運動を行なうのが困難であり、基準が明確でなく、正確な筋疲労度を判定することが困難である、という問題がある。

【0004】特開平2-177969号公報には、麻痺患者に残存する機能動作を検出する電気刺激装置が記載されている。この装置では、刺激に用いるパルスの出力休止時間毎に、パルスにより刺激された部位の筋電波形を同一電極またはその近傍に配置された別の電極を介して抽出している。

【0005】この電気刺激装置は、麻痺患者を対象としており、麻痺患者によって麻痺の度合いが異なることから、その刺激度を可変とすることで回復を図るものである。このため、健康な生体においてスポーツや長時間の蓄積的作業（運動動作、事務等）による筋肉疲労を判定することは困難である。

【0006】本発明は、上記従来の問題点を解消するためになされたもので、健康な生体における筋肉疲労を正確に判定することができる筋肉疲労判定装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、請求項1の発明は、生体の筋肉に電気刺激を与える刺激付与手段と、前記生体の筋肉に与えられた電気刺激

に対する反応として筋電位を計測する計測手段と、運動前の生体の筋肉に与えられた電気刺激に対する筋電位と運動後の生体の筋肉に与えられた電気刺激に対する筋電位とを比較して、筋肉疲労を判定する判定手段と、を含んで構成したものである。

【0008】本発明によれば、生体の筋肉に与えられた電気刺激に対する反応としての筋電位を用いて筋肉疲労を判定しているため、一定の運動を行なうことなく正確に筋肉疲労を判定することができる。

10 【0009】また、本発明は、請求項1の発明において、刺激付与手段で所定時間毎に電気刺激パルスを与えて計測手段で筋電位を計測し、演算手段で計測された筋電位の振幅の平均値、及び計測された筋電位から得られるパワースペクトル分布の中心周波数を演算し、判定手段で運動前の生体の筋肉に与えられた電気刺激パルスに対する筋電位の振幅の平均値と、運動後の生体の筋肉に与えられた電気刺激パルスに対する筋電位の振幅の平均値とを比較すると共に、運動前の生体の筋肉に与えられた電気刺激パルスから得られるパワースペクトル分布の中心周波数と、運動後の生体の筋肉に与えられた電気刺激パルスに対する筋電位から得られるパワースペクトル分布の中心周波数とを比較して、筋肉疲労を判定することもできる。

20 【0010】この場合、筋電位の振幅の平均値、及び筋電位から得られるパワースペクトル分布の中心周波数に基づいて筋肉疲労を判定することにより、より正確に筋肉疲労を判定することができる。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。本実施の形態は、自動車の運転者の筋肉疲労判定装置に本発明を適用したものである。

30 【0012】図1に示すように、ウレタン板で形成された電極支持板10には、一対の電極で構成された電気刺激電極12が埋設されると共に、電気刺激電極12の下方に一対の電極で構成された筋電電極14が埋設されている。

40 【0013】図3に示すように、電気刺激電極12及び筋電電極14は、生体である運転者の脊柱起立筋18の腰部の間隔と略等しい間隔隔てて配置されている。また、電気刺激電極12は、筋電電極14より上方に位置するように配置されている。

45 【0014】電気刺激電極12は、粘着性のパッドに導電性の金属を埋め込んで構成されている。筋電電極14は、銀-塩化銀電極で構成され、生体の皮膚と接触する面には、導電性ゲルが充填されている。

50 【0015】電気刺激電極12と筋電電極14との間に外部ノイズの混入を防止するために、金属製の薄膜で形成されたアース電極（不関電極）16が電極支持板10の一方の縁から他方の縁に向かって埋設されてい

る。

【0016】筋電電極14は、筋電位を計測する筋電計22に接続されている。筋電計22は、FFTで構成され、かつ周波数解析により筋電計22で検出された筋電位のパワースペクトル分布を求める周波数分析装置24接続にされている。また、筋電計22は、筋電計22で検出された筋電位が入力されるように計算機（パソコン）26に接続されている。計算機26には、以下で説明する制御ルーチンのプログラムやデータを記録するためのメモリ28が接続されている。

【0017】上記のように各種の電極が埋設された電極支持板10は、専用のジャケット30内に組み込まれる。運転者の疲労を検出する場合には、運転者は、図2に示すようにこのジャケット30を装着して車両を運転する。

【0018】次に、運転者の疲労を検出して疲労を回復するための制御ルーチンを図4に従って説明する。ステップS1でイグニッションスイッチオンと判断されると、ステップS2において電気刺激装置20が制御されて、電気刺激電極12から電気刺激パルスとしてパルス電圧が出力され、運転者に与えられる。このパルス電圧は、図5(1)に示すように、パルス幅が0.2msecの8Vの電圧で、1sec毎に10sec間出力される。このパルス電圧値は、微小電圧のため運転者には知覚されないが、筋肉の収縮を促すことが可能な電圧値である。

【0019】筋電計22は、パルス電圧の印加に伴って誘発される誘発筋電位を検出し、周波数解析装置24及び計算機26に入力する。計算機26は、ステップS3で誘発筋電位を取り込んでデジタル信号に変換し、ステップS4で誘発筋電位の振幅の平均値を演算する。この振幅の平均値は初期値としてメモリ28に記憶される。なお、図6に、1つのパルス電圧に対する誘発筋電位の瞬時波形を示す。振幅の平均値は、10パルス分の平均値として演算される。

【0020】一方、周波数解析装置24では、周波数解析によって誘発筋電位のパワースペクトル分布を求め、計算機26に入力する。計算機26は、ステップS5でパワースペクトル分布を取り込んでデジタル信号に変換し、パワースペクトル分布の中心周波数を演算する。この中心周波数は初期値としてメモリ28に記憶される。

【0021】本実施の形態では、イグニッションスイッチオンで誘発筋電位の振幅の平均値及び中心周波数の初期値を求める例について説明したが、初期値を求める時点は着座したとき等運動前であれは何時でもよい。

【0022】ステップS7では、筋肉疲労が発生したか否かを判断し、筋肉疲労が発生していないときは、ステップS8において所定時間（例えば、10分）経過したか否かを判断し、所定時間経過したときにはステップS

9でイグニッションスイッチオフか否かを判断する等によりこのルーチンを終了するか否かを判断し、終了しない場合はステップS2に戻ってステップS2～ステップS6において誘発筋電位の振幅の平均値及び中心周波数を演算してメモリ28に記憶する。この結果、所定時間（例えば、10分）毎（所定周期毎）に所定時間（例えば、10sec）パルス電圧が印加されて誘発筋電位の振幅の平均値及び中心周波数が演算される。

【0023】筋肉疲労に伴って誘発筋電位の振幅は減少し、また中心周波数も減少するので、ステップS7の筋肉疲労が発生したか否かの判断は、所定時間毎に演算される振幅の平均値と振幅の初期値との比較結果、及び所定時間毎に演算される中心周波数と中心周波数の初期値との比較結果に基づいて判断される。具体的には、所定時間毎に演算される振幅の平均値が初期値より所定値（例えば、10%）以上低下し、かつ所定時間毎に演算される中心周波数が初期値より所定値（例えば、5Hz）以上低下した場合に、筋肉疲労と判断する。なお、これらの値10%、5Hzは実験により求めたものである。

【0024】図7に運動開始からの経過時間に対する筋電位の振幅の平均値の変化率の例を示し、図8に運動開始からの経過時間に対する中心周波数の変化の例を示す。また、図9に運動前後（運動前後）の筋電位の変化波形の例を比較して示す。運動後では、筋電位の振幅が低下していることが理解できる。

【0025】ステップS7で筋肉疲労が発生していると判断されると、ステップS10において装置のモードを計測モードから回復モードに切り替え、ステップS11において電気刺激装置20から80～100Vのパルス状刺激電圧を出力し、筋肉疲労を回復させる。

【0026】上記では自動車の運転者の筋肉疲労判定装置に本発明を適用した例について説明したが、本発明はスポーツや長時間の蓄積的作業（運動動作、事務等）中の筋肉疲労の判定に適用できるものである。

【0027】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、電気刺激を与えたときの筋電位から筋肉疲労を判断しているので、正確な筋肉疲労の判定が可能となる、という効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の筋肉疲労判定装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態の電極を備えたジャケットを装着した状態を示す概略図である。

【図3】ジャケット内の電極と筋肉との配置関係を示す概略図である。

【図4】本実施の形態の筋肉疲労を判定して疲労を回復させる制御ルーチンを示す流れ図である。

50 【図5】(1)は生体に与えるパルス電圧の波形を示す

線図であり、(2) はパルス電圧に対する反応としての誘発筋電位の波形を示す線図である。

【図6】1つのパルス電圧に対する誘発筋電位の実測波形を示す線図である。

【図7】誘発筋電位の振幅の平均値の変化率の経過時間に対する変化を示す線図である。

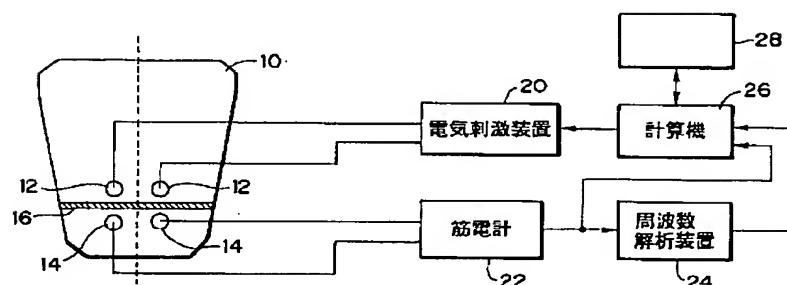
【図8】中心周波数の経過時間に対する変化を示す線図である。

【図9】運動前後の誘発筋電位の波形を比較して示す線図である。

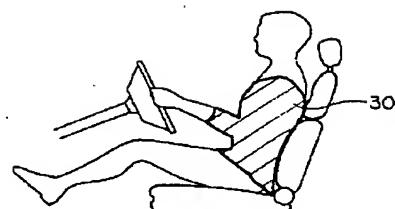
【符号の説明】

- | | |
|----|---------|
| 10 | 電極支持板 |
| 12 | 電気刺激電極 |
| 14 | 筋電電極 |
| 16 | アース電極 |
| 20 | 電気刺激装置 |
| 22 | 筋電計 |
| 24 | 周波数解析装置 |
| 26 | 計算機 |
| 28 | メモリ |

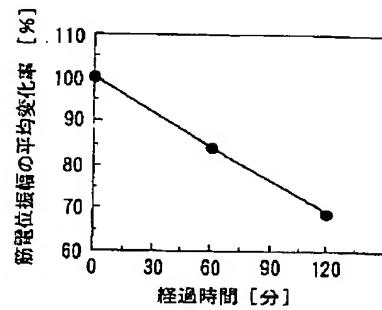
【図1】



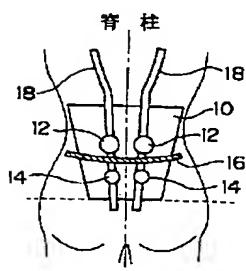
【図2】



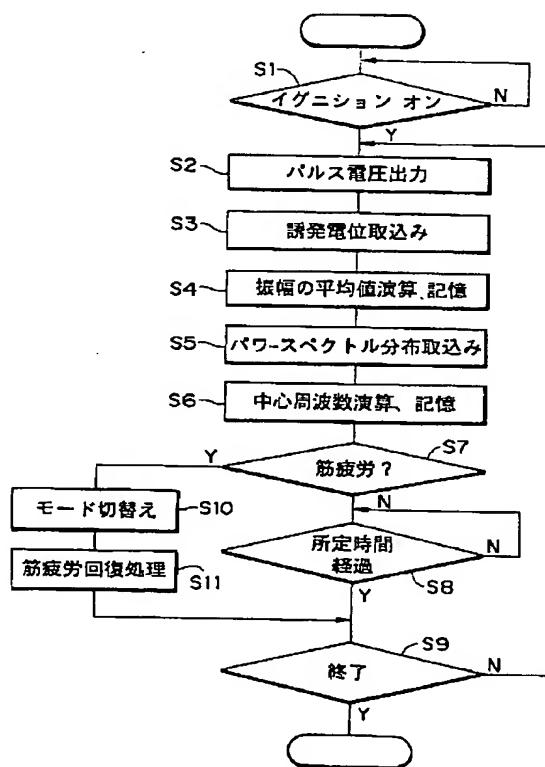
【図7】



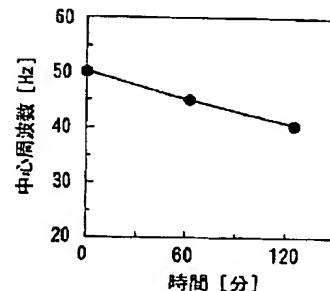
【図3】



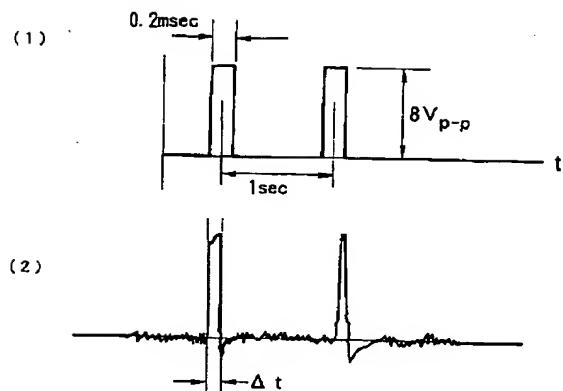
【図4】



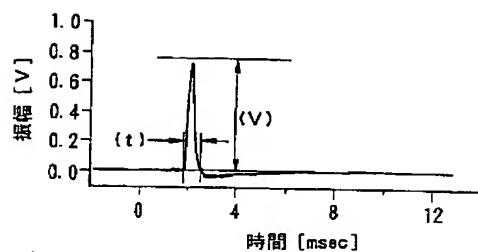
【図8】



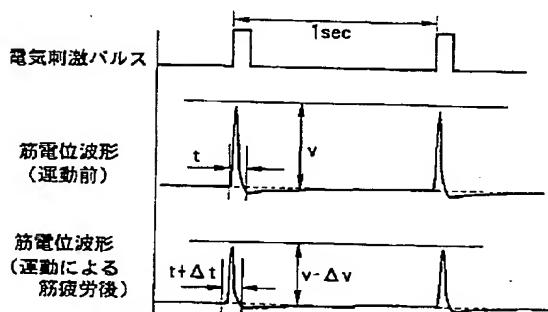
【図5】



【図6】



【図9】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C027 AA04 CC00 DD03 GG09 GG15
KK03 KK05
4C038 VA17 VA20 VB34 VC20